

Control system for neuro-protheses - has inertial sensors coupled to regulating loop for improved control

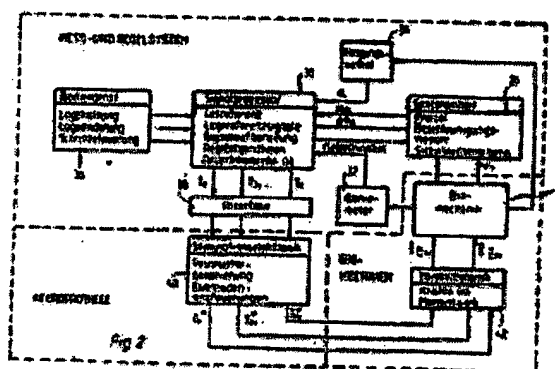
Patent number: DE3932405
Publication date: 1991-04-11
Inventor: HARTMANN ULRICH DIPL ING DR (DE); SCHWIEDER WILHELM DIPL ING (DE)
Applicant: BODENSEEWERK GERAETETECH (DE)
Classification:
- **International:** A61F2/70; A61N1/36; G01P15/00; G05D3/12
- **European:** A61N1/08; A61N1/36A
Application number: DE19893932405 19890928
Priority number(s): DE19893932405 19890928

Abstract of DE3932405

The measurement and regulation system is used for neuromuscular stimulated systems operated in a closed loop mode. The patient carries gyroscope elements that provide an angular rate measurement as an input to a transformation (52) matrix to provide position data.

Acceleration information is provided by inertial sensors (54) that relate to equilibrium of the patient. Transformed values are fed to a filter (68) and the generated outputs are used in a regulating circuit.

ADVANTAGE - Improves equilibrium of patients with neuroprotheses.



Data supplied from the esp@cenet database - Worldwide

19 BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENTAMT

12 Offenlegungsschrift
11 DE 3932405 A1

21 Aktenzeichen: P 39 32 405.2
22 Anmeldetag: 28. 9. 89
23 Offenlegungstag: 11. 4. 91

61 Int. Cl. 5:
A61F 2/70

G 05 D 3/12
G 01 P 15/00
A 61 N 1/38
// G 01 P 3/44,
G 01 C 9/00,
G 01 B 21/22

DE 3932405 A1

- 71 Anmelder:
Bodenseewerk Gerätetechnik GmbH, 7770
Überlingen, DE
- 74 Vertreter:
Weisse, J., Dipl.-Phys.; Wolgast, R., Dipl.-Chem. Dr.,
Pat.-Anwälte, 5820 Velbert
- 72 Erfinder:
Hartmann, Ulrich, Dipl.-Ing. Dr., 7772 Uhltingen, DE;
Schwieder, Wilhelm, Dipl.-Ing., 7770 Überlingen, DE

- 56 Für die Beurteilung der Patentfähigkeit
in Betracht zu ziehende Druckschriften:

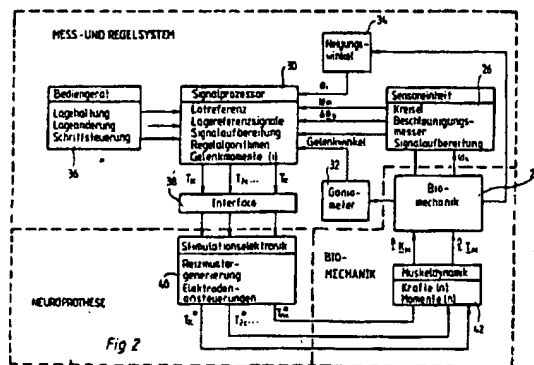
DE 29 22 414 C2
DE 24 57 850 C2
DE 34 16 873 A1
DE 29 06 950 A1
DE 27 31 134 A1
DE 84 02 162 U1

GB 22 01 260 A EP 03 39 665 A2
US 47 50 499 EP 03 16 280 A1
US 48 97 808 EP 03 02 148 A1

US-Z: PETROFSKY, J.S.;
et.al.: Leg exerciser for training of paralysed muscle
by closed-loop con- trol. In: Medical & Biological
Engineering & Computing, July 1984, 4, S.298-303;
- US-Z: MIZRAHI, J.;
et.al.: Quantitative weight- bearing and gait
evaluation of paraplegics using functional electrical
stimulation. In: Medical & Biomedical Engineering &
Computing, March 1985,2, S.101-107;
- US-Z: ALLIN,Jonathan;
et.al.: FNS Parameter Selction and Upper Limb
Characterization. In: IEEE Transactions on
Biomedical Engineering, Vol. BME-33, Nr.9,
Sept. 1986, S.809-817;
- US-Z:CHIZECK, H.J.;
et.al.: Control of Functional Neuromuscular
Stimulation Systems for Standing andLocomotion in
Paraplegics. In: Proceedings of the IEE, Vol.76, No.9,
Sept.1988, S.1115-1165;

- 64 Meß- und Regelsystem für Neuroprothesen

Ein Meß- und Regelsystem für Neuroprothesen, die mit
funktioneller neuromuskulärer Stimulation im geschlosse-
nen Regelkreis arbeiten, enthält zur Gleichgewichtsrege-
lung inertielle Sensoren.



DE 3932405 A1

Technisches Gebiet

Die Erfindung betrifft ein Meß- und Regelsystem für Neuroprothesen, die mit funktioneller neuromuskulärer Stimulation im geschlossenen Regelkreis arbeiten.

Solche Neuroprothesen dienen dazu, verlorene motorische Funktionen bei Patienten mit Querschnittslähmungen und anderen zentralmotorischen Störungen wenigstens teilweise wiederherzustellen. Insbesondere sollen es solche Neuroprothesen dem Patienten ermöglichen, aufzustehen, zu stehen oder zu gehen. Neuroprothesen beruhen auf dem Prinzip, in Abhängigkeit von Kommandos und von Sensoren am Körper des Patienten elektrische Reize zu erzeugen, durch welche die Nerven und Muskeln des Patienten koordiniert so gereizt werden, daß durch die Muskeln gewünschte Bewegungen eingeleitet werden. Man bezeichnet dies als "funktionelle elektrische Stimulation" (FES) oder "funktionelle neuromuskuläre Stimulation" (FNS). Durch die Möglichkeit, Bewegungen auszuführen und dabei die eigenen Muskeln für die Kräfteerzeugung zu benutzen, werden nachteilige Auswirkungen auf Knochenstruktur, Bewegungsumfang der Gelenke, Kreislauf, Blase und Darm sowie Muskelschwund jedenfalls vermindert.

Zugrundeliegender Stand der Technik

In "J. Biomechanics" Bd. 19 (1956), 1-11 ist ein Regelkreis beschrieben, durch welchen einem querschnittsgelähmten Patienten das Stehen ermöglicht werden soll. Der mathematischen Analyse des Regelkreises liegt eine vereinfachte Betrachtung des Patienten als "umgekehrtes Pendel" zugrunde. Meßgröße ist der Winkel am Fußgelenk. Das Reglerausgangssignal stimuliert einen auf das Fußgelenk wirksamen Muskel.

In einer Veröffentlichung von Mulder, Verheyen und Nijmeijer in "Advances in External Control of Human Extremities" IX, Belgrad 1987 ist ein Meß- und Regelsystem beschrieben, das ebenfalls dem Patienten ein Stehen ermöglichen soll. Der mathematischen Behandlung des Regelkreises liegt ein Modell zugrunde mit einem in drei Abschnitte unterteilten Körper, nämlich in Unterschenkel, Oberschenkel und (senkrechtem) Oberkörper. Die gemessene Größe ist der Knickwinkel am Knie.

Eine Veröffentlichung in "IEEE Transactions on Biomedical Engineering" Bd. BME 32 (1985), 668-676 beschreibt einen Regelkreis zur stimulierten Erzeugung einer bestimmten Muskelkraft.

Bei den bekannten Systemen erfassen die Sensoren Gelenkwinkel. Diese Systeme ersetzen nicht die Ansteuerung der Muskeln in Abhängigkeit von "Signalen" des Gleichgewichtsorgans des Patienten. Der Mensch hat ein Gefühl für oben und unten. Auch dieses Gefühl liefert normalerweise "Signale", welche Muskeln so ansteuern, daß der Mensch sich z. B. aufrecht hält. Bei einem Querschnittsgelähmten ist aber der "Signalpfad" zwischen Gleichgewichtsorgan und Muskeln unterbrochen.

Offenbarung der Erfindung

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, ein Meß- und Regelsystem für Neuroprothesen zu schaffen, bei welchem es dem Patienten erleichtert wird, beim Stehen oder Gehen das Gleichgewicht zu halten.

Erfindungsgemäß wird diese Aufgabe dadurch gelöst, daß es zur Gleichgewichtsregelung inertielle Sensoren enthält.

Das Meß- und Regelsystem enthält Sensoren wie Kreisel oder Beschleunigungsmesser, welche eine Orientierung im inertialen Raum und zur Schwerkraft ermöglichen. Sie bilden so den Orientierungs- und Gleichgewichtssinn des Menschen nach. Die so von diesen inertialen Sensoren gelieferten Signale können nach entsprechender Verarbeitung zur Stimulation von Muskeln benutzt werden, derart, daß eine gewünschte Orientierung im Raum und zur Schwerkraft, beispielsweise eine aufrechte Haltung des Oberkörpers, beibehalten wird.

Das Meß- und Regelsystem kann eine Sensoreinheit aufweisen, die als inertielle Sensoren Winkelgeschwindigkeits- und Beschleunigungssensoren enthält, die Winkelgeschwindigkeits- bzw. Beschleunigungssignale liefern, sowie einen Signalprozessor, auf welchen die Winkelgeschwindigkeitssignale und Beschleunigungssignale aufgeschaltet sind und durch welchen aus diesen Signalen eine Lotreferenz und Lagereferenzsignale erzeugbar sind und nach vorgegebenen Regelalgorithmen Reglerausgangssignale berechenbar sind, welche die an einem Gelenk aufzubringenden Drehmomente wiedergeben, eine Stimulationselektronik, durch welche Reizmuster erzeugbar und Elektroden zur Übertragung von Stimulationsströmen auf Muskeln ansteuerbar sind, eine Schnittstelle zwischen dem Signalprozessor und der Stimulationselektronik und ein Bediengerät zur Vorgabe gewünschter Haltungs- und Bewegungsmuster an den Signalprozessor.

Auf den Signalprozessor können zusätzlich Gelenkwinkelsignale von Goniometern aufschaltbar sein. Weiterhin können auf den Signalprozessor zusätzlich Neigungswinkelsignale von Neigungswinkelmessern aufschaltbar sein.

Die Sensoreinheit kann Drehgeschwindigkeits- und Lagewinkelsignale liefern. Weiterhin können Mittel zur Erzeugung eines die Winkelbeschleunigung darstellenden Winkelbeschleunigungs-Signals vorgesehen sein. Das Regelsystem kann so aufgebaut sein, daß es das Lagewinkelsignal mit einem ersten Faktor multipliziert, dem Produkt das Winkelgeschwindigkeitssignal überlagert, die so erhaltene Summe mit einem zweiten Faktor multipliziert, der daraus erhaltenen Summe wiederum das Winkelbeschleunigungs-Signal überlagert. Die so erhaltene Summe kann dann mit einer Übertragungsfunktion

$$\frac{K_0 s + K_1}{s}$$

zur Bildung eines Reglerausgangssignals aufgeschaltet sein.

Aus dem Reglerausgangssignal und Signalen der Trägheitssensoren können Schätzwerte von Störmomenten berechenbar sein. Es kann dann der Sollwert eines die gewünschte Haltung bestimmenden Lagewinkels nach Maßgabe des Schätzwertes des Störmomentes veränderbar sein. Zur Bildung des Schätzwertes des Störmomentes kann dabei das Reglerausgangssignal mit einer die Dynamik des Muskels annähernden Übertragungsfunktion mit negativem Vorzeichen auf einen Summierpunkt aufschaltbar sein, das den Lagewinkel gegenüber der Vertikalen wiedergebende Lagewinkelsignal mit einem den Einfluß der Schwerkraft wiederge-

benden Faktor ebenfalls mit negativem Vorzeichen auf den Summierungspunkt aufschaltbar sein und schließlich das Winkelbeschleunigungs-Signal mit einem einen Schätzwert des Trägheitsmoments des Patienten darstellenden Faktor mit positivem Vorzeichen auf den Summierungspunkt aufschaltbar sein. Es kann dann das Störmoment dividiert durch den besagten, den Einfluß der Schwerkraft wiedergebenden Faktor auf den Sollwert des Lagewinkels am Eingang des Reglers aufschaltbar sein.

Der Lagewinkel gegenüber der Vertikalen kann durch einen Kreisel geliefert werden, der durch einen Beschleunigungsmesser gestützt ist. Zu diesem Zweck können durch eine Kreiselanordnung Lagewinkel in Form einer Richtungskosinusmatrix geliefert werden. Beschleunigungswerte von den Beschleunigungssensoren können dann durch die Richtungskosinusmatrix in transformierte Beschleunigungswerte transformiert werden, die auf ein lotfestes Bezugssystem bezogen sind. In dem lotfesten Bezugssystem erfolgt dann eine Filterung und Schätzung des Lotfehlers, der in Form einer Fehlermatrix ausgegeben wird. Die Richtungskosinusmatrix wird durch die Fehlermatrix korrigiert.

Ein Ausführungsbeispiel der Erfindung wird nachstehend unter Bezugnahme auf die zugehörigen Zeichnungen näher erläutert.

Kurze Beschreibung der Zeichnungen

Fig. 1 ist eine schematische Darstellung und veranschaulicht das Prinzip der Neuroprothesen.

Fig. 2 ist ein Blockschaltbild eines Meß- und Regelsystems für eine Neuroprothese mit geschlossenem Regelkreis und inertialen Sensoren.

Fig. 3 zeigt das Prinzip der Lotstützung über Beschleunigungsmesser bei einem Meß- und Regelsystem für Neuroprothesen.

Fig. 4 ist ein Blockschaltbild des Lageregelkreises.

Bevorzugte Ausführung der Erfindung

In Fig. 1 ist dargestellt, wie ein "Signal" normalerweise vom Gehirn 10 über ein oberes motorisches Neuron 12, das Rückenmark 14 zu einem peripheren Nerv 16 geleitet wird, der ein unteres motorisches Neuron 18 enthält. Das untere motorische Neuron 18 ist zu einem Muskel 20 geführt. In Fig. 1 ist das obere motorische Neuron 12 an einer Stelle 22 geschädigt. Die "Signale" vom Gehirn können daher nicht zu dem Muskel 20 weitergeführt werden. Das Prinzip der Neuroprothesen besteht nun darin, den Muskel durch Elektrostimulation im peripheren Nervensystem mittels geeigneter Elektroden 24 anzusteuern und zu Bewegungen zu veranlassen.

Fig. 2 zeigt ein hierfür geeignetes Meß- und Regelsystem.

In Fig. 2 ist mit 26 eine Sensoreinheit bezeichnet. Diese Sensoreinheit wird fest am Körper des Patienten angebracht. Diese Sensoreinheit 26 enthält Kreisel und Beschleunigungsmesser sowie die zugehörige Signalaufbereitung. Die Sensoreinheit 26 wird durch die Bewegung des Patienten, die hier durch einen Block 28 "Biomechanik" dargestellt ist, linearen Beschleunigungen und Winkelgeschwindigkeiten unterworfen. Die Beschleunigungen sind in Fig. 1 durch einen Vektor a dargestellt. Die Winkelgeschwindigkeiten sind zu einem Vektor ω zusammengefaßt.

Die Sensoreinheit 26 liefert Winkelgeschwindigkeits-Signale ω , Beschleunigungs-Signale a und Winkelinkrement-Signale $\Delta\phi$ an einen Signalprozessor 30. Der Si-

gnalprozessor 30 erhält weiterhin Gelenkwinkel von Goniometern 32. Der Signalprozessor 30 erhält weiterhin Neigungswinkel von Neigungswinkelmessern 34. Ein Bediengerät 36 gibt auf den Signalprozessor 30 Befehle wie "Lagehaltung", "Lageänderung" oder "Schrittsteuerung".

Das Bediengerät 30 erzeugt eine Lotreferenz und Lagereferenzsignale. Nach geeigneter Signalaufbereitung werden nach bestimmten Regelalgorithmen Reglerausgangssignale erzeugt, welche jeweils bestimmten Gelenkmomenten entsprechen, also Drehmomenten, welche an den verschiedenen anzusteuern Gelenken (oder ggf. nur einem Gelenk) aufgebracht werden sollen. Über eine Schnittstelle 38 beaufschlagen diese Reglerausgangssignale eine Stimulationselektronik 40. Die Stimulationselektronik erzeugt geeignete Reizmuster und steuert Elektroden 24 an den verschiedenen Muskeln 20 an (Fig. 1). Das ist in Fig. 2 durch den Block 42 "Muskel-dynamik" dargestellt.

Die Muskeln 20 erzeugen Kräfte K_M und Drehmomente T_M , wobei sich die Kräfte von den verschiedenen Muskeln überlagern. Das ist in Fig. 2 durch das Summenzeichen dargestellt. Diese Kräfte wirken auf die "Biomechanik" gemäß Block 28.

Fig. 3 zeigt das Prinzip der Lagestützung über die Beschleunigungsmesser.

Mit 44 sind in Fig. 3 die Kreisel mit der zugehörigen Auswerteelektronik bezeichnet. Die Kreisel sind mit der gesamten Sensoranordnung von inertialen Sensoren fest am Körper des Patienten angebracht. Auf die Kreisel wirken die Drehraten, die hier durch einen Pfeil 46 angedeutet sind. Die Kreisel liefern Winkelinkremente, wie durch Pfeil 48 angedeutet ist. Mit einer durch einen Pfeil 50 dargestellten Initialisierung, also der Vorgabe eines Anfangszustandes, werden daraus durch Block 52 Lageinformationen in Form einer Richtungskosinus- oder Transformationsmatrix C^1 erzeugt. Diese Richtungskosinusmatrix transformiert einen Vektor aus einem körperfesten System in ein lotfestes System.

Die Richtungskosinusmatrix C^1 und die daraus gewonnene Lageinformation wird gestützt durch Beschleunigungssignale von Beschleunigungsmessern. Mit 54 sind in Fig. 3 die Beschleunigungsmesser der Sensoreinheit 26 und die zugehörige Auswerteelektronik bezeichnet. Auf die Beschleunigungsmesser 54 wirkt einmal die Erdbeschleunigung, die durch Pfeil 56 dargestellt ist, und zum anderen Newtonsche Beschleunigungen der Sensoreinheit 26 und damit des Körpers des Patienten. Diese Newtonschen Beschleunigungen sind durch Pfeil 58 dargestellt. Die Überlagerung ist durch einen Summierungspunkt 60 symbolisiert. Auf die Beschleunigungsmesser 54 wirkt eine resultierende Beschleunigung, die durch einen Pfeil 62 dargestellt ist. Die resultierende Beschleunigung 62 ist wieder auf das körperfesteste System bezogen. Transformationsmittel transformieren die den körperfest gemessenen Beschleunigungen entsprechenden Beschleunigungssignale, die durch einen Pfeil 66 dargestellt sind, mit einem Schätzwert der Richtungskosinusmatrix C^1 in transformierte Beschleunigungswerte. Diese Beschleunigungswerte sind auf ein erd- und lotfestes System bezogen. Die transformierten Beschleunigungswerte sind durch einen Pfeil 68 dargestellt.

Die transformierten Beschleunigungswerte beaufschlagen ein Filter 70 zur Filterung und Schätzung des Lotfehlers. Wenn keine Newtonsche Beschleunigung auftritt oder eine solche Beschleunigung im Mittel null sein muß, dann müssen die mit dem Schätzwert der

Richtungskosinusmatrix C^1 berechneten Horizontalkomponenten der transformierten Beschleunigungen, d.h. insbesondere der Erdbeschleunigung null sein. Wenn das nicht der Fall ist, ist die Richtungskosinusmatrix mit einem Fehler behaftet. Dieser Lotfehler wird durch eine Fehlermatrix ΔC^1 . Die Matrix des Lotfehlers ist in Fig. 3 durch Pfeil 72 dargestellt. Mit dem Lotfehler wird die aus den Winkelinkrementen der Kreisel 44 gebildete Richtungskosinusmatrix C^1 korrigiert. Die korrigierte Richtungskosinusmatrix beaufschlagt wiederum gemäß Pfeil 74 die Transformationsmittel 64.

Im Endzustand ist der Lotfehler null. Der Schätzwert der Richtungskosinusmatrix C^1 liefert die Transformation in ein lotfestes System.

Fig. 4 ist ein Blockschaltbild eines Lageregelkreises, wobei von einem stark vereinfachten System ausgegangen wird. Der Patient wird hier als "umgekehrtes Pendel" dargestellt. Die Lage wird durch einen Lagewinkel repräsentiert, welcher der Winkel am Fußgelenk ist. Das biomechanische Modell des Patienten ist dadurch sehr vereinfacht: Wirksame Drehmomente dividiert durch das Trägheitsmoment I , dargestellt durch Block 76, liefern die Winkelbeschleunigung ϕ . Integration der Winkelbeschleunigung ϕ , dargestellt durch Block 78 mit der Übertragungsfunktion $1/s$, liefert die Winkelgeschwindigkeit $\dot{\phi}$. Integration der Winkelgeschwindigkeit $\dot{\phi}$, dargestellt durch Block 80 mit der Übertragungsfunktion $1/s$, liefert den Neigungswinkel ϕ gegen die Vertikale. Der Neigungswinkel bewirkt ein Drehmoment $m \cdot g \cdot l$. Dabei ist s die Variable der Laplace-Transformation, m die Masse des Patienten, g die Erdbeschleunigung und l die Höhe des Schwerpunktes. Auf das "umgekehrte Pendel" wirkt einmal ein Störmoment M_z und zum anderen ein Drehmoment, das von dem Muskel durch die Stimulation ausgeübt wird. Das ist ein stark vereinfachtes Modell der physikalischen Gegebenheiten oder das biomechanische Modell. Es ist ohne weiteres erkennbar, daß dieses Modell ohne ein Drehmoment von dem Muskel instabil wäre. Jedes Störmoment und jede Winkelabweichung von der Vertikalen würde zu einer weiteren Vergrößerung der Winkelabweichung führen. Das "umgekehrte Pendel" würde umfallen.

Es sind nun inertielle Sensoren in Form von Kreiseln vorgesehen, welche die Winkelgeschwindigkeit liefern. In der in Fig. 3 dargestellten Weise wird auch die durch Beschleunigungssignale gestützte Richtungskosinusmatrix ermittelt, die sich bei dem vereinfachten Modell auf den Winkel ϕ reduziert. Schließlich wird durch Differentiation auch die Winkelbeschleunigung gemessen. Diese Meßgrößen werden auf den Regler 82 aufgeschaltet.

In dem Regler 82, der Teil des Signalprozessors 30 von Fig. 2 ist, ist auf einen Summierpunkt 84 das Winkelsignal geschaltet. Das Winkelsignal ϕ wird multipliziert mit einem Faktor K_p . Das ist durch Block 86 dargestellt. In einem Summierpunkt 88 wird dem so erhaltenen Produkt das Winkelgeschwindigkeits-Signal $\dot{\phi}$ mit negativem Vorzeichen überlagert. Die so erhaltene Differenz wird mit einem Faktor K_v multipliziert. Das ist durch einen Block 90 dargestellt. In einem Summierpunkt 92 wird dem als Ausgang des Blocks 90 erhaltenen Produkt das Winkelbeschleunigungs-Signal mit negativem Vorzeichen überlagert. Die so erhaltene Differenz ist mit einer Übertragungsfunktion

$$\frac{K_a s + K_i}{s}$$

die durch Block 94 dargestellt ist, auf einen Reglerausgang 96 geschaltet. Am Reglerausgang erscheint ein Reglerausgangssignal u . Dieses Reglerausgangssignal u steuert über die Schnittstelle 38 die Stimulationselektronik 40 an (Fig. 2). Dadurch wird der Muskel zur Erzeugung eines Drehmoments M_M angeregt. Dieses Drehmoment wirkt zusammen mit dem Störmoment M_z und dem durch die Schwerkraft hervorgerufenen Drehmoment M_u auf das Fußgelenk. In dem biomechanischen Modell ist das durch einen Summierpunkt 98 dargestellt. Das Verhalten des Muskels ist durch eine Übertragungsfunktion von der Form

$$\frac{-\tau_n s}{(T_{n1}s + 1)(T_{n2}s + 1)} K_{Me}$$

zu beschreiben. Diese Übertragungsfunktion des Muskels ist in Fig. 4 durch Block 100 dargestellt.

Durch bestimmte Bewegungen des Patienten können vorhersehbare Störmomente auftreten. Wenn beispielsweise der Patient seinen Arm nach vorn streckt, dann ist vorhersehbar, daß ein Drehmoment auftreten wird, welches das "umgekehrte Pendel" nach vorn zu neigen trachtet. Es ist dann nicht zweckmäßig, zunächst zu warten, bis tatsächlich eine solche Neigung eintritt und dann aufgrund der Sensorsignale das durch die Muskelkraft hervorgerufene Drehmoment zu erhöhen. Einmal bringt eine solche Reaktion über das Auftreten einer Regelabweichung eine Verzögerung, die leicht zu einer Instabilität der Regelung führt. Zum anderen führt eine Erhöhung der Muskelkraft bei ansonsten unveränderter Geometrie zu einer unnötigen Beanspruchung des Muskels und zu einer frühzeitigen Ermüdung. Der gesunde Mensch reagiert meist auf solche Störmomente mit einer Verlagerung des Körpers, so daß die von den Muskeln aufgebrauchten Kräfte minimiert werden können. In dem soeben erwähnten Beispiel des nach vorn ausgestreckten Armes wird der Mensch instinktiv in der Weise reagieren, daß er sich zurücklehnt, also hier den Winkel verändert.

In der Regeltechnik gibt es den Begriff der "Störgrößenaufschaltung". Eine vorhersehbare Störung wird durch eine Kompensation der Störung weitgehend korrigiert, bevor durch eine Regelabweichung der Regelvorgang im geschlossenen Kreis erfolgt.

Hierzu muß das Störmoment geschätzt werden. Diesem geschätzten Störmoment wird durch eine Änderung des Sollwertes des Reglers, also durch eine Änderung der Körperhaltung entgegengewirkt. Das ist in Fig. 4 schematisch dargestellt.

Das Reglerausgangssignal u liefert über eine Übertragungsfunktion

$$\frac{K_M}{T_M s + 1}$$

durch welche das Verhalten des Muskels angenähert wird, einen Schätzwert \hat{M}_M für ein von dem Muskel ausgeübtes Drehmoment. Das ist in Fig. 4 durch Block 102 dargestellt. Ein Schätzwert \hat{M}_u für das durch die Schwerkraft hervorgerufene Drehmoment ergibt sich aus dem Winkel ϕ durch Multiplikation mit einem Schätzwert $\hat{m} \cdot g \cdot l$. Das ist durch Block 104 dargestellt. Diese beiden Drehmomente plus das Störmoment M_z müssen Trägheitsmoment mal Winkelbeschleunigung

ergeben. Wenn man also von dem mit einem Schätzwert des Trägheitsmomentes I multiplizierten Winkelbeschleunigungs-Signal die Schätzwerte des durch den Muskel und durch die Schwerkraft hervorgerufenen Drehmomente abzieht, dann erhält man einen Schätzwert für das Störmoment. Die Multiplikation mit I ist durch Block 104 dargestellt. Die Bestimmung des Schätzwertes für das Störmoment durch die besagte Differenzbildung ist in Fig. 4 durch den Summierpunkt 106 angedeutet.

Der so erhaltene Schätzwert M_z des Störmomentes wird durch ein Tiefpaßfilter 108 gefiltert und durch den Schätzwert $m \cdot g \cdot l$ dividiert. Diese Division ist durch Block 110 dargestellt. Das ergibt einen Winkel, um welchen die Haltung des Patienten verändert werden muß, um ein dem Störmoment M_z entgegenwirkendes schwerkraftbedingtes Drehmoment zu erzeugen. Ein dem so erhaltene Winkel ψ entsprechendes Signal wird in dem Summierpunkt 84 dem Lagewinkelsignal "entgegengeschaltet". Der Muskel wird auf diese Weise durch das Störmoment praktisch nicht beansprucht.

Patentansprüche

1. Meß- und Regelsystem für Neuroprothesen, die mit funktioneller neuromuskulärer Stimulation im geschlossenen Regelkreis arbeiten, dadurch gekennzeichnet, daß es zur Gleichgewichtsregelung inertielle Sensoren (55, 54) enthält.

2. Meß und Regelsystem nach Anspruch 1, gekennzeichnet durch

- a) eine Sensoreinheit (26) die als inertielle Sensoren Winkelgeschwindigkeits- und Beschleunigungssensoren enthält, die Winkelgeschwindigkeits- bzw. Beschleunigungssignale liefern,
- b) einen Signalprozessor (30), auf welchen die Winkelgeschwindigkeitssignale aufgeschaltet sind und durch welchen
 - aus diesen Signalen eine Lotreferenz und Lagereferenzsignale erzeugbar sind und
 - nach vorgegebenen Regelalgorithmen Reglerausgangssignale berechenbar sind, welche die an einem Gelenk aufzubringenden Drehmomente wiedergeben,
- c) eine Stimulationselektronik (40), durch welche Reizmuster erzeugbar und Elektroden (24) zur Übertragung von Stimulationsströmen auf Muskeln (20) ansteuerbar sind,
- d) eine Schnittstelle (38) zwischen dem Signalprozessor (30) und der Stimulationselektronik (40) und
- e) ein Bediengerät (36) zur Vorgabe gewünschter Haltungs- und Bewegungsmuster an den Signalprozessor (36).

3. Meß- und Regelsystem nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß auf den Signalprozessor (30) zusätzlich Gelenkwinkelsignale von Goniometern (32) aufschaltbar sind.

4. Meß- und Regelsystem nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß auf den Signalprozessor zusätzlich Neigungswinkelsignale von Neigungswinkelmessern (34) aufschaltbar sind.

5. Meß- und Regelsystem nach einem der Ansprüche 2 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß

- a) die Sensoreinheit (26) Drehgeschwindigkeits- und Lagewinkelsignale liefert und
- b) weiterhin Mittel zur Erzeugung eines die Winkelbeschleunigung darstellenden Winkel-

beschleunigungs-Signals vorgesehen sind,

c) der Regelalgorithmus

- das Lagewinkelsignal mit einem ersten Faktor (K) multipliziert,
- dem Produkt das Winkelgeschwindigkeits-signal überlagert,
- die so erhaltene Summe mit einem zweiten Faktor (K_v) multipliziert,
- der daraus erhaltenen Summe wiederum das Winkelbeschleunigungs-Signal überlagert und
- die so erhaltene Summe mit einer Übertragungsfunktion

$$\frac{K_v s + K_1}{s}$$

zur Bildung eines Reglerausgangssignals (u) aufgeschaltet ist.

6. Meß- und Regelsystem nach einem der Ansprüche 2 bis 5, dadurch gekennzeichnet, daß

- a) aus dem Reglerausgangssignal (u) und Signalen der Trägheitssensoren Schätzwerte von Störmomenten berechenbar sind und
- b) der Sollwert eines die gewünschte Haltung bestimmenden Lagewinkels nach Maßgabe des Schätzwertes (M_z) des Störmomentes veränderbar ist.

7. Meß- und Regelsystem nach den Ansprüchen 5 und 6, dadurch gekennzeichnet, daß zur Bildung des Schätzwertes des Störmomentes

- a) das Reglerausgangssignal (u) mit einer die Dynamik des Muskels annähernden Übertragungsfunktion (102) mit negativem Vorzeichen auf einen Summierpunkt (106) aufschaltbar ist,
- b) das den Lagewinkel gegenüber der Vertikalen wiedergebende Lagewinkelsignal mit einem den Einfluß der Schwerkraft wiedergebenden Faktor (104) ebenfalls mit negativem Vorzeichen auf den Summierpunkt (106) aufschaltbar ist und
- c) das Winkelbeschleunigungs-Signal mit einem einen Schätzwert des Trägheitsmomentes (I) des Patienten darstellenden Faktor mit positivem Vorzeichen auf den Summierpunkt (106) aufschaltbar ist.

8. Meß- und Regelsystem nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, daß das Störmoment (M_z) dividiert durch den besagten, den Einfluß der Schwerkraft wiedergebenden Faktor (110) auf den Sollwert des Lagewinkels am Eingang (84) des Reglers (82) aufschaltbar ist.

9. Meß- und Regelsystem nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, daß der Lagewinkel gegenüber der Vertikalen durch Kreisel (44) geliefert wird, die durch Beschleunigungsmesser (54) gestützt sind.

10. Meß- und Regelsystem nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, daß

- a) durch eine Kreiselanordnung (44) Lagewinkel in Form einer Richtungskosinusmatrix geliefert werden,
- b) Beschleunigungswerte von den Beschleunigungssensoren (54) durch die Richtungskosinusmatrix in transformierte Beschleunigungswerte transformiert werden, die auf ein lotfestes Bezugssystem bezogen sind,
- c) in dem lotfesten Bezugssystem eine Filte-

rung und Schätzung des Lotfehlers erfolgt, der
 in Form einer Fehlermatrix ausgegeben wird,
 und
 d) die Richtungskosinusmatrix durch die Fehlermatrix korrigiert wird.

5

Hierzu 4 Seite(n) Zeichnungen

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

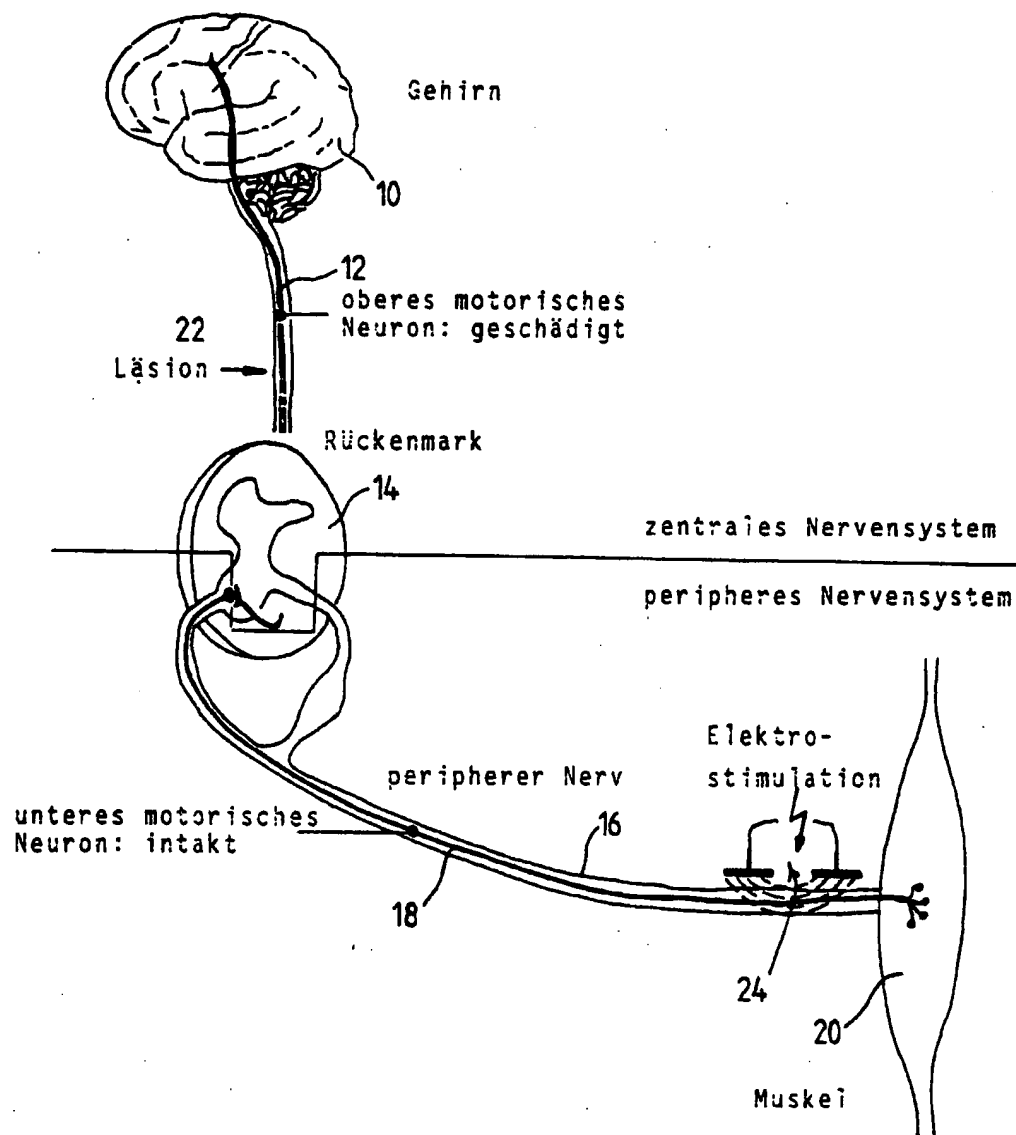
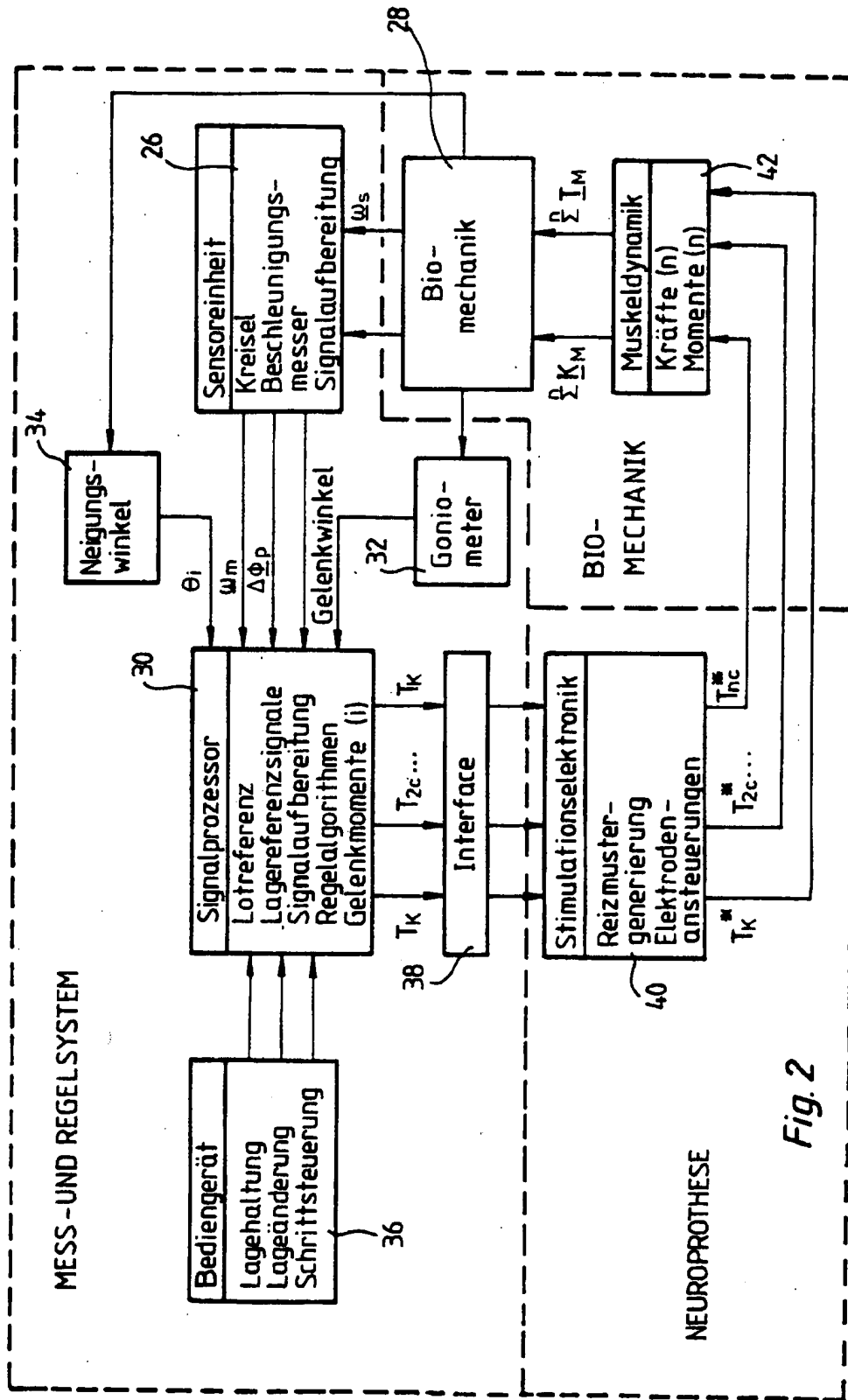
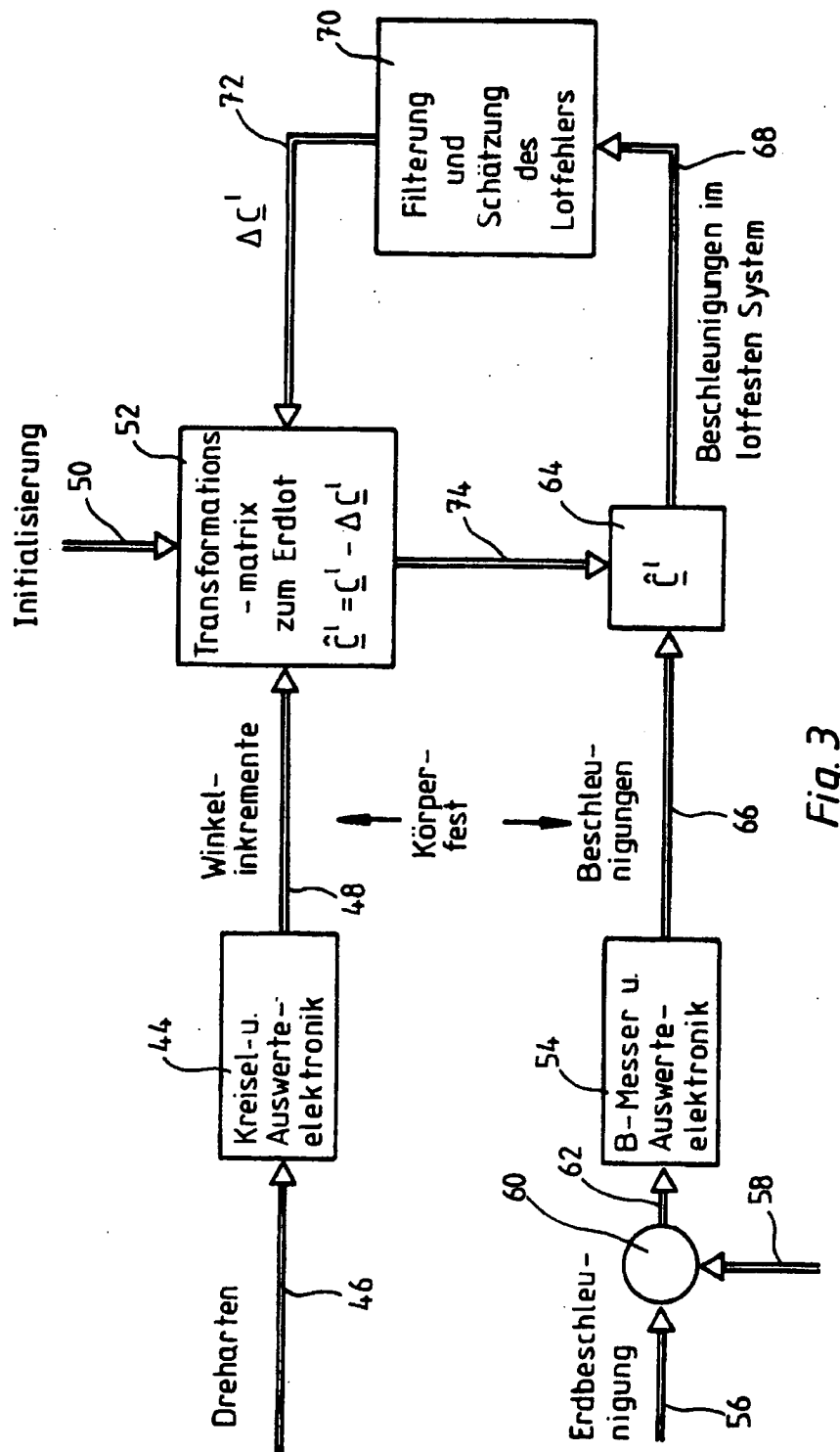


Fig. 1





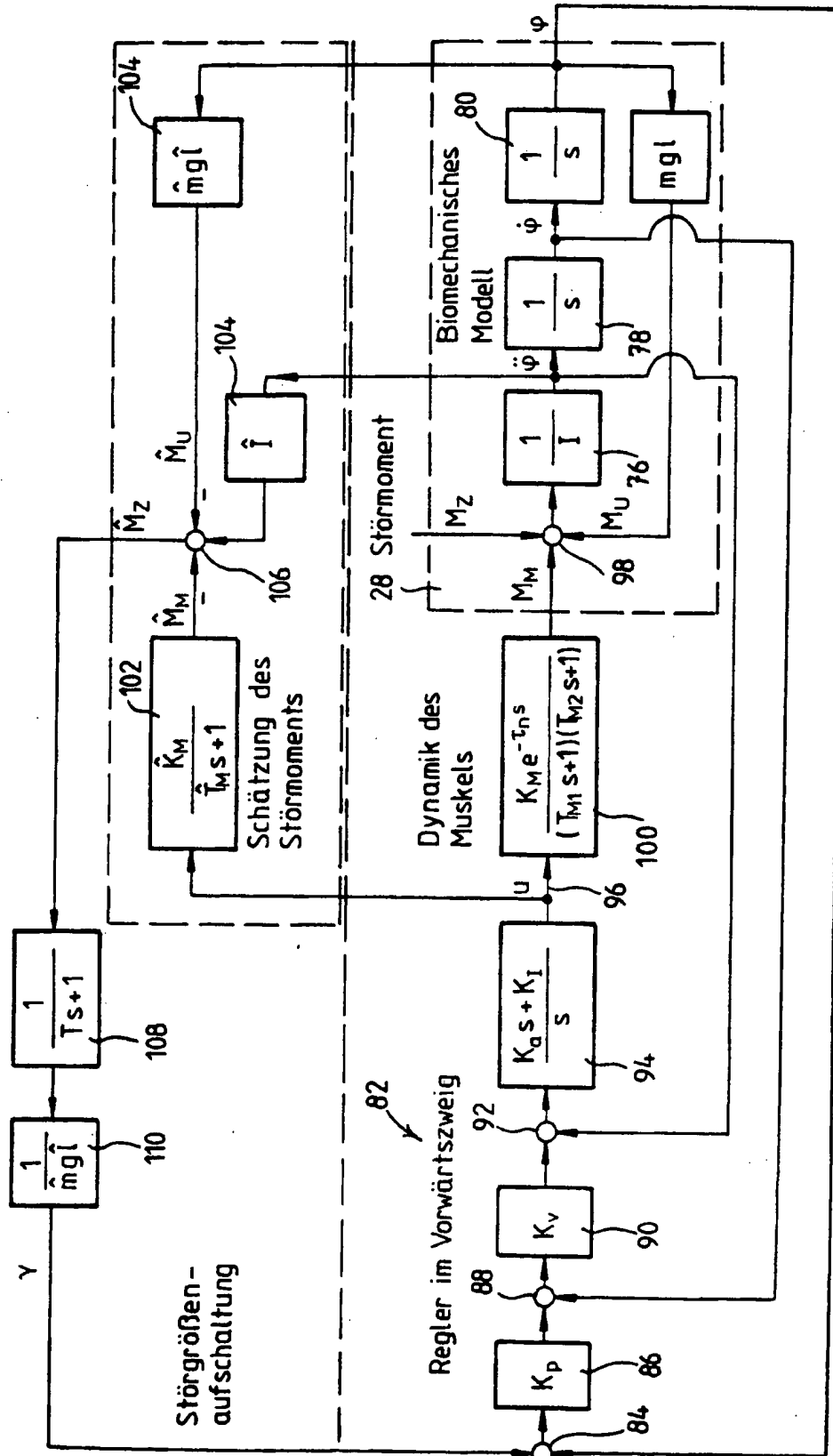


Fig. 4

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ BLACK BORDERS
- ☐ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☒ FADED TEXT OR DRAWING
- ☐ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☒ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☐ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☐ OTHER: _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.